

(19)



JAPANESE PATENT OFFICE

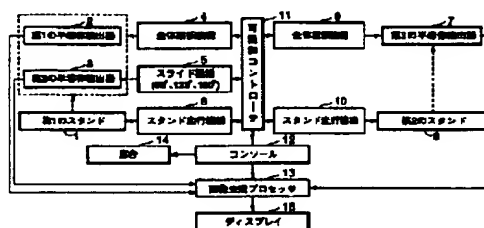
PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11) Publication number: **10160848 A**(43) Date of publication of application: **19 . 06 . 98**(51) Int. Cl. **G01T 1/161**(21) Application number: **08316307**(71) Applicant: **TOSHIBA CORP**(22) Date of filing: **27 . 11 . 96**(72) Inventor: **YAMAKAWA TSUTOMU**(54) **NUCLEAR MEDICINE DIAGNOSTIC DEVICE**

(57) Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To cope with a diversified data collection mode flexibly by providing three semiconductor detectors rotatably around a subject and combining them properly.

SOLUTION: First and second semiconductor detectors 2 and 3 are mounted on a first stand 1, a third semiconductor detector 7 is mounted on a second stand 8, and stand running mechanisms 6 and 10 are run in parallel with the long axis of each bed 14. The semiconductor detectors 2, 3, and 7 rotate respectively around a subject and gamma rays from dosed isotope are converted to an electrical signal. By combining the semiconductor detectors 2, 3 and 7 in various ways, it is made possible to cope with various data collection modes such as a static data collection mode, a SPECT data collection mode, a 2- detector opposition SPECT data collection mode, a 2-detector 90° opposition SPECT data collection mode, and 3-detector SPECT data collection mode. Also, the semiconductor detector 3 can be made freely detachable and also can be upgraded later.



COPYRIGHT: (C)1998,JPO

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平10-160848

(43)公開日 平成10年(1998) 6月19日

(51)Int.Cl.⁶

G 0 1 T 1/161

識別記号

F I

G 0 1 T 1/161

B

審査請求 未請求 請求項の量 9 O L (全 6 頁)

(21)出願番号 特願平8-316307

(22)出願日 平成8年(1996)11月27日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72)発明者 山河 勉

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会

社東芝那須工場内

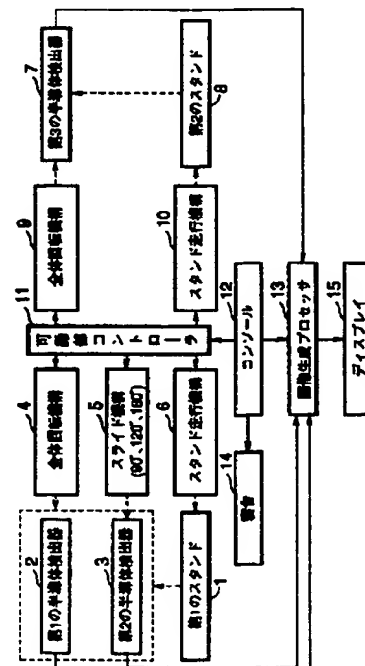
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦 (外6名)

(54)【発明の名称】 核医学診断装置

(57)【要約】

【課題】本発明の目的は、様々なデータ収集に柔軟に対応できる核医学診断装置を提供することにある。

【解決手段】本発明に係る核医学診断装置は、走行自在に設けられた第1のスタンド1と、第1のスタンド1に被検体の周囲を回転可能に搭載され、被検体に投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を直接的に電気信号に変換する第1の半導体検出器2と、第1のスタンド1に第1の半導体検出器1と共に被検体の周囲を回転可能に搭載され、ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第2の半導体検出器3と、走行自在に設けられた第2のスタンド8と、第2のスタンド8に被検体の周囲を回転可能に搭載され、ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第3の半導体検出器8とを具備する。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 走行自在に設けられた第 1 のスタンドと、

前記第 1 のスタンドに被検体の周囲を回転可能に搭載され、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 1 の半導体検出器と、

前記第 1 のスタンドに前記第 1 の半導体検出器と共に前記被検体の周囲を回転可能に搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 2 の半導体検出器と、

走行自在に設けられた第 2 のスタンドと、

前記第 2 のスタンドに前記被検体の周囲を回転可能に搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 3 の半導体検出器とを具備したことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 2】 前記第 1 の半導体検出器と前記第 2 の半導体検出器との間の角度差を変更するために、前記第 1 の半導体検出器と前記第 2 の半導体検出器との少なくとも一方を回転方向に沿ってスライドする手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 3】 前記第 2 の半導体検出器は前記第 1 の半導体検出器に対して回転方向に沿って略 90° のずれていることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 4】 前記第 2 の半導体検出器は前記第 1 の半導体検出器に対して回転方向に沿って略 120° のずれていることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 5】 前記第 2 の半導体検出器は前記第 1 の半導体検出器に対して回転方向に沿って略 180° のずれていることを特徴とする請求項 1 記載の核医学診断装置。

【請求項 6】 走行自在に設けられた第 1 のスタンドと、

前記第 1 のスタンドに被検体の周囲を回転可能に設けられ、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 1 の半導体検出器と、

前記第 1 の半導体検出器と共に前記被検体の周囲を回転可能なように前記第 1 のスタンドに装着可能であって、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 2 の半導体検出器と、

走行自在に設けられた第 2 のスタンドと、

前記第 2 のスタンドに前記被検体の周囲を回転可能に設けられ、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 3 の半導体検出器とを具備したことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 7】 走行自在に設けられた第 1 のスタンドと、

前記第 1 のスタンドに搭載され、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を直接的に電

気信号に変換する第 1 の半導体検出器と、

前記第 1 のスタンドに着脱可能に搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 2 の半導体検出器と、

走行自在に設けられた第 2 のスタンドと、

前記第 2 のスタンドに搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 3 の半導体検出器とを具備したことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 8】 走行自在に設けられた第 1 のスタンドと、

前記第 1 のスタンドに搭載され、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を直接的に電気信号に変換する少なくとも 2 つの半導体検出器と、

走行自在に設けられた第 2 のスタンドと、

前記第 2 のスタンドに搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する半導体検出器とを具備したことを特徴とする核医学診断装置。

【請求項 9】 物理的に分離した第 1 と第 2 の 2 つのデータ収集系統を装備してなり、前記第 1 のデータ収集系統には少なくとも 2 つの半導体検出器が設けられ、前記第 2 のデータ収集系統には 1 つの半導体検出器が設けられることを特徴とする核医学診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は、被検体に投与された放射性同位元素から放射されるガンマ線を検出し、放射性同位元素の体内分布を画像化する核医学診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 核医学診断装置は、シングルフォトン核種を用いて放射性同位元素の崩壊時の一つのガンマ線の検出を行い、この検出データに基づいて 2 次元的なガンマ線蓄積画像を得ることを特徴としたシングルフォトンカメラと、ポジトロン核種を用いて陽電子が消滅する際に反対方向に一对のガンマ線を放出することを利用し、放出場所を特定することにより 2 次元的なガンマ線の蓄積画像を得ることを特徴としたポジトロンカメラとに分類される。

【0003】 また、近年、検出器を被検体の周囲を回転させながら複数の角度でガンマ線の検出を繰り返し、得られたデータに基づいて断層像を再構成する断層イメージングの技術 (ECT (emission computed tomography)) が実用化されている。この ECT は、シングルフォトン ECT (SPECT) とポジトロン ECT (PET) に大別される。

【0004】 従来のシンチレーションはアンガー型のカメラに代表されるようにガンマ線を光に変えるシンチレータ (NaI の単結晶) の上にライトガイドを介し光電子増倍管を 2 次元状にちょう密に配列し、それぞれの出力信号よりガンマ線の発生場所を重み加算計算にて求め

ていた。このように光電変換素子として光電子増倍管を使用しているために、検出器が極めて厚い構造を有していること、ならびに光電子増倍管の最外周の部分には位置計算不能のデッドスペースが生じてしまい有効視野の割には極めて面積の大きな検出器になってしまう。その周辺部や背面の鉛製シールドならびにコリメータまで入れると非常に大きな検出器になってしまうこの検出器を収集目的に応じた設定を行なうにしても自由度に制御が加わるとともに動作の実現手段が極めて機構的に難しく、かつ検出器が数百 kg と重いため、理想的な動作から機構的な歪みに起因した画像劣化を生じることもあった。また有効視野端から検出器の物理的端面までの距離が大きいこと、検出器が厚いことにより、心臓 SPECT 時に腕を大きく頭部側に上げてやる必要があり被検者に苦痛を与えたり頭部 SPECT で小脳が入らなかったりする問題点があった。

【0005】ところで核医学診断には、次に一例をあげるように様々なデータ収集（撮影）方法がある。

(1) 単一の検出器を対象部位に正対させ静止した状態でデータを収集して、放射性同位元素の投影分布（プレーン像）を得る 1 検出器スタティックデータ収集方法、

(2) 単一の検出器を被検体の周囲を 1 回転させる間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、X 線 CT のような断面の放射性同位元素分布を得る 1 検出器 SPECT データ収集、(3) 2 つの検出器を対向した状態に設けて被検体の周囲を 1 回転させる間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、断面の放射性同位元素分布を得る 2 検出器対向 SPECT データ収集、(4) 2 つの検出器を 90° ずらした状態に設けて被検体の周囲を 1 回転させる間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、断面の放射性同位元素分布を得る 2 検出器 90° SPECT データ収集、(5) 3 つの検出器を 120° づつずらした状態に設けて被検体の周囲を 1/3 回転させる間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、断面の放射性同位元素分布を得る 3 検出器 SPECT データ収集。

【0006】従来では、上述したような様々なデータ収集方法を 1 台で兼用することはできず、このためデータ収集方法が制限されたり、また複数種類の装置を導入する必要があった。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】本発明の目的は、様々なデータ収集に柔軟に対応できる核医学診断装置を提供することにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明に係る核医学診断装置は、走行自在に設けられた第 1 のスタンドと、前記第 1 のスタンドに被検体の周囲を回転可能に搭載され、前記被検体に投与された放射性同位元素から放出されるガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 1 の半導体検出器と、前記第 1 のスタンドに前記第 1 の半導体検出器

と共に前記被検体の周囲を回転可能に搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 2 の半導体検出器と、走行自在に設けられた第 2 のスタンドと、前記第 2 のスタンドに前記被検体の周囲を回転可能に搭載され、前記ガンマ線を直接的に電気信号に変換する第 3 の半導体検出器とを具備する。

（作用）第 1 乃至第 3 の半導体検出器を適当に組み合わせ配置することにより、スタティックデータ収集モード、SPECT データ収集モード、2 検出器対向 SPECT データ収集モード、2 検出器 90° SPECT データ収集モード、3 検出器 SPECT データ収集モード等の様々なデータ収集モードに柔軟に対応できる。

【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明による核医学診断装置の一実施形態を図面を参照して説明する。図 1 に本実施形態による核医学診断装置のブロック図を示し、図 2 に図 1 の第 1、第 2 及び第 3 の半導体検出器の外観を示し、図 3 に図 1 の第 1、第 2 のデータ収集システムを側面から見た図示し、図 4 (a) に図 1 の第 1 のデータ収集システムを被検体頭部側から見た構造を示し、図 4 (b) に図 1 の第 2 のデータ収集システムを被検体頭部側から見た構造を示している。なお、図 1 において構造的な繋がり点線で示し、電気的な繋がりを実線で示している。本実施形態では、物理的に分離した 2 つのデータ収集システムが装備されている。

【0010】第 1 のデータ収集システムでは、第 1 のスタンド 1 に 2 つの第 1 の半導体検出器 2 と第 2 の半導体検出器 3 とが搭載されている。この第 1 のスタンド 1 は、寝台 1 の長軸と平行に走行可能に床面に配置されており、この走行はスタンド走行機構 6 により実現されている。スタンド走行機構 6 は、例えば、床面に施設されたレール 37 にスタンドフレーム 36 の底部溝 38 が嵌め込まれ、このスタンドフレーム 36 をラック & ピニオン機構を介して電動駆動するように構成されている。

【0011】第 1 の半導体検出器 2 と第 2 の半導体検出器 3 はそれぞれ、図 2 に示すように、ガンマ線を直接的に電気信号に変換する CdZnTe 等の複数の半導体素子が 2 次元状に配列された半導体素子アレイ 102 と、ガンマ線の入射方向を制限するために半導体素子アレイ 102 の入射側に設けられコリメータ 101 と、半導体素子アレイ 102 の背面側に設けられたプリアンプやリードアウト回路等が実装された回路基板 103 と、背面等からの不要なガンマ線を遮蔽する鉛製シールド 104 とからなる。

【0012】第 1 のデータ収集システムの全体回転機構 4 は、第 1、第 2 の半導体検出器 2、3 を、寝台 14 に配置された被検体 P の周囲を回転するために、例えば、固定リング 31 に回転可能に設けられた回転リング 32 に、第 1 の半導体検出器 2 と第 2 の半導体検出器 3 とを取り付け、この回転リング 32 を電動機 34 により駆動さ

ア35と駆動ベルト33を介して回転駆動するように構成されている。

【0013】スライド機構5は、第1の半導体検出器2と第2の半導体検出器3との間の全体回転方向に沿った角度差を変更するために、第2の半導体検出器3を全体回転方向に沿って回転リング32上をスライドするように、例えば、回転リング32にスライド溝39を形成し、このスライド溝39に第2の半導体検出器3をスライド自在に嵌め込み、この第2の半導体検出器3を電動でスライド駆動するように構成されている。

【0014】なお、可動部コントローラ11の制御によって、図5に示すように、第1の半導体検出器2と第2の半導体検出器3との間の角度差は、コンソール12からのオペレータの指示に従って90°、120°、180°のいずれかで自動的に停止するようになっている。

【0015】また、スライド機構5を排除して、第2の半導体検出器3を、第1の半導体検出器2に対して90°、120°、180°のいずれかの角度差でもって回転リング32に固定するようにしてもよい。

【0016】一方、第2のデータ収集システムでは、第2のスタンド8に1つの第3の半導体検出器7が搭載されている。この第3の半導体検出器7の構造は図2に示したように第1、第2の半導体検出器2、3と同様であるので説明は省略する。第2のスタンド8は、寝台1の長軸と平行に走行可能に床面に配置されており、この走行はスタンド走行機構6と同様な構成のスタンド走行機構10により実現されている。

【0017】第2のデータ収集システムの全体回転機構9は、第1のデータ収集システムの全体回転機構4と同様に、第3の半導体検出器7を、寝台14に載置された被検体Pの周囲を回転するように構成されている。

【0018】画像生成プロセッサ13は、第1、第2、第3の半導体検出器2、3、7の出力に基づいて各々のアレイ面の入射位置毎にガンマ線の入射数を計数し、この計数データに基づいて、コンソール12を介してオペレータが指示したデータ収集モードに応じた例えば被検体に投与された放射性同位元素の投影分布（プレーン像）を検出器毎に生成し、また被検体の断面の放射性同位元素分布を1つ又はデータ収集システム別に2枚生成する。ディスプレイ20は、画像生成プロセッサ19で生成された分布画像を表示する。

【0019】可動部コントローラ15は、コンソール12を介してオペレータが入力した指示に従って、全体回転機構4、9、スライド機構5、スタンド走行機構6、10の動きを制御する。

（動作）この本実施形態装置では、3つの半導体検出器2、3、7を様々に組み合わせる例えば次のような様々なデータ収集モードに対応することができる。

（1）第1、第2の半導体検出器2、3を異なる向きから同じ部位、例えば頭部に対峙させ、また第3の半導体

検出器7を例えば腹部に対峙させ、それぞれ静止した状態でデータを収集し、頭部のある方向から見た放射性同位元素の投影分布画像（スタティック画像）と、頭部の他の方向から見た放射性同位元素の投影分布画像と、腹部のある方向から見た放射性同位元素の投影分布画像とを得ることができる（スタティックデータ収集モード）。勿論、第1～第3の半導体検出器2、3、7のいずれか1つ又は2つを使って1枚又は2枚の画像を得るようにしてもよい。

（2）第1又は第2の半導体検出器2、3と、第3の半導体検出器7とをそれぞれ別な部位、例えば頭部と腹部の周囲を回転させ、それぞれ1回転の間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、X線CTの如き頭部断面の放射性同位元素の分布画像（SPECT画像）と、腹部断面のSPECT画像とを得ることができる（SPECTデータ収集モード）。勿論、第1～第3の半導体検出器2、3、7のいずれか1つを使って1部位断面のSPECT画像を得るようにしてもよい。

（3）第1の半導体検出器2と第2の半導体検出器3とを対象部位を挟んで対向した状態に設けて、又は第1の半導体検出器2（又は第2の半導体検出器3）と第3の半導体検出器7とを対象部位を挟んで対向した状態に設けて、被検体の周囲を回転させ、その間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、SPECT画像を得ることができる（2検出器対向SPECTデータ収集モード）。

（4）第1の半導体検出器2と第2の半導体検出器3とを全体回転方向に沿って90°ずらした状態に設け、この状態で対象部位の周囲を回転させ、その間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、SPECT画像を得ることができる（2検出器90°SPECTデータ収集モード）。勿論、このとき、第3の半導体検出器7を使って、別な部位のスタティック画像又はSPECT画像を得ることもできる。

（5）図6に示すように、3つの半導体検出器2、3、7を全体回転方向に沿って120°づつずらし、同一の部位を3方向から対峙させた状態に設け、この状態で当該部位の周囲を1/3回転させる間に、複数の角度でデータ収集を繰り返し、1枚のSPECT画像を得ることができる（3検出器SPECTデータ収集モード）。

【0020】このように本実施形態によれば、3つの半導体検出器の位置関係を自由に組み合わせる様々なデータ収集モードに対応することができる。本発明は、上述した実施形態に限定されることなく、種々変形して実施可能である。例えば、第2の半導体検出器3をスライド機構5に対して着脱自在にしておくことにより、最初の購入時に2検出器システムで購入しておき、その後第2の半導体検出器3だけを買増すことにより3検出器システムに容易にアップグレードさせることができるといったメリットが生じる。

【0021】

【発明の効果】本発明によれば、第1乃至第3の半導体検出器を適当に組み合わせ配置することにより、スタティックデータ収集モード、SPECTデータ収集モード、2検出器対向SPECTデータ収集モード、2検出器90°SPECTデータ収集モード、3検出器SPECTデータ収集モード等の様々なデータ収集モードに柔軟に対応できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態による核医学診断装置の構成を示すブロック図。

【図2】図1の半導体検出器の概略的な構造を示す斜視図。

【図3】図1の第1、第2のデータ収集系統を被検体側方から見た構造を示す図。

【図4】図1の第1、第2のデータ収集系統を被検体頭部側から見た構造を示す図。

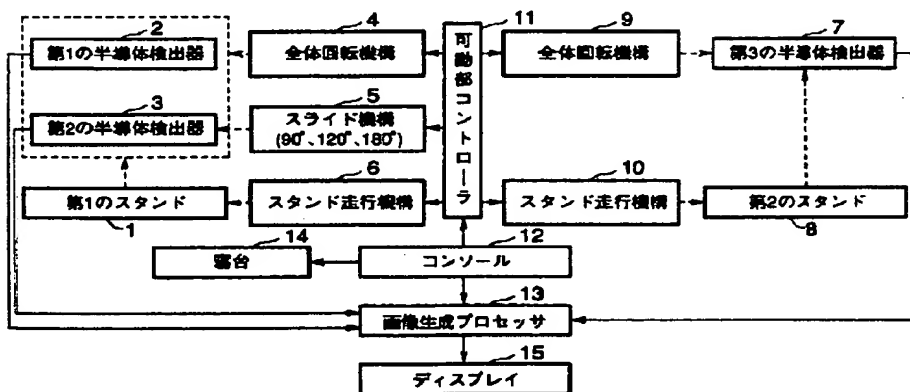
【図5】図1の第2の半導体検出器のスライドの様子を示す図。

【図6】本実施形態の3検出器SPECT時の第1、第2、第3の半導体検出器の位置関係を示す図。

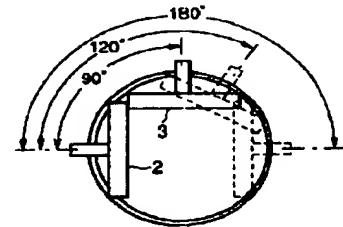
【符号の説明】

- 1…第1のスタンド、
- 2…第1の半導体検出器、
- 3…第2の半導体検出器、
- 4…全体回転機構、
- 5…スライド機構、
- 6…スタンド走行機構、
- 7…第2の半導体検出器、
- 8…第2のスタンド、
- 9…全体回転機構、
- 10…スタンド走行機構、
- 11…可動部コントローラ、
- 12…コンソール、
- 13…画像生成プロセッサ、
- 14…寝台、
- 15…ディスプレイ。

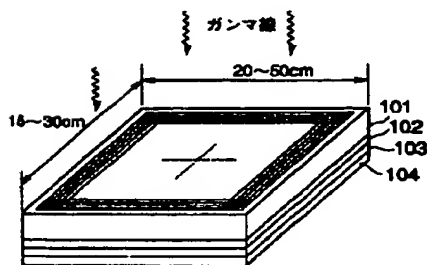
【図1】



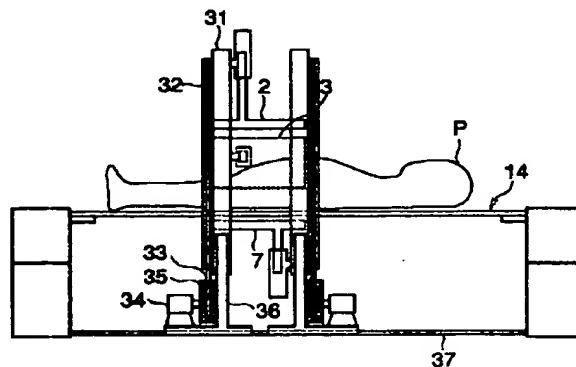
【図5】



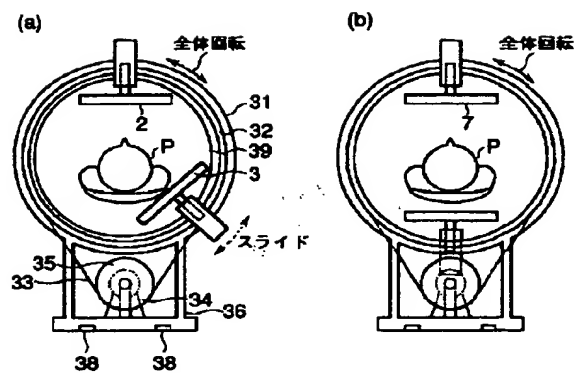
【図2】



【図3】



【図4】



【図6】

